

Title (en)
Nuclear magnetic resonance imaging apparatus.

Title (de)
Kernspin-Tomographiegerät.

Title (fr)
Appareil d'imagerie par résonance magnétique nucléaire.

Publication
EP 0288861 A1 19881102 (DE)

Application
EP 88106146 A 19880418

Priority
DE 3714368 A 19870430

Abstract (en)
[origin: US4825159A] An examination subject is irradiated with a sequence of RF pulses. Negative gradient pulses Gz3 and Gy4, as well as a phase-coding gradient Gx2 are generated preceding each RF pulse. Negative gradient pulses Gz2 and Gy1, as well as a phase-coding gradient Gx1, are generated following each RF pulse. The phase-coding gradient Gx1 is inverted relative to the phase-coding gradient Gx2. The negative gradient pulse Gy1 is followed by a positive gradient pulse Gy2 which serves as a read-out gradient during which a first signal S1 is received. A positive gradient pulse Gy3 is generated preceding the negative gradient pulse Gy4, the positive gradient pulse Gy3 serving as a read-out gradient during which a second signal S2 is received. Two signals having different T2 weighting are thus obtained in each measuring sequence, without extending the measuring time. Two images having different T2 contrast, and thus increased diagnostic value, can thus be produced.

Abstract (de)
Aufgabe der Erfindung ist es, ein Kernspin-Tomographiegerät so auszuführen, daß man Bilder von erhöhtem diagnostischem Wert erhält. Bei dem erfindungsgemäßen Kernspin-Tomographiegerät wird das Untersuchungsobjekt mit einer Folge von Hochfrequenzimpulsen RF bestrahlt. Vor jedem Hochfrequenzimpuls RF werden negative Gradientenimpulse Gz3 und Gy4 sowie ein Phasencodiergradient Gx2 eingeschaltet. Nach jedem Hochfrequenzimpuls RF werden ebenfalls negative Gradientenimpulse Gz2 und Gy1 sowie ein Phasencodiergradient Gx1 eingeschaltet, wobei der Phasencodiergradient Gx1 gegenüber dem Phasencodiergradienten Gx4 invertiert ist. Auf den negativen Gradientenimpuls Gy1 folgt ein positiver Gradientenimpuls Gy2, der als Auslesegradient dient und währenddessen man ein erstes Signal S1 erhält. Vor dem negativen Gradientenimpuls Gy4 wird ein positiver Gradientenimpuls Gy3 eingeschaltet, der ebenfalls als Auslesegradient dient und währenddessen ein zweites Signal S2 ausgelesen wird. Hierdurch erhält man bei jeder Meßsequenz ohne Verlängerung der Meßzeit zwei Signale mit unterschiedlicher T2-Betonung. Damit kann man zwei Bilder mit unterschiedlichem T2-Kontrast und damit erhöhtem diagnostischem Wert erstellen.

IPC 1-7
G01N 24/08

IPC 8 full level
A61B 5/055 (2006.01); **G01R 33/48** (2006.01); **G01R 33/50** (2006.01); **G01R 33/56** (2006.01)

CPC (source: EP US)
G01R 33/50 (2013.01 - EP US); **G01R 33/56** (2013.01 - EP US)

Citation (search report)
• [A] JP S6029685 A 19850215 - YOKOGAWA HOKUSHIN ELECTRIC
• [A] EP 0191431 A2 19860820 - MAX PLANCK GESELLSCHAFT [DE]
• [AD] ELECTROMEDICA, Band 54, Nr. 1, 1986, Seiten 15-18, Erlangen, DE; A. OPPELT et al.: "FISP: eine neue schnelle Pulssequenz für die Kernspintomographie"
• [A] MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, Band 4, Nr. 1, Januar 1987, Seiten 9-23, Academic Press, Inc., New York, US; R.C. HAWKES: "Rapid Fourier imaging using steady-state free precession"
• [A] JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE, Band 72, Nr. 2, April 1987, Seiten 307-314, Academic Press, Inc., Duluth, MN, US; J. FRAHM et al.: "Transverse coherence in rapid FLASH NMR imaging"

Cited by
DE4004185A1; EP0470843A3; DE10157540B4

Designated contracting state (EPC)
DE FR NL

DOCDB simple family (publication)
EP 0288861 A1 19881102; **EP 0288861 B1 19910918**; DE 3864888 D1 19911024; JP 2625492 B2 19970702; JP S63281635 A 19881118; US 4825159 A 19890425

DOCDB simple family (application)
EP 88106146 A 19880418; DE 3864888 T 19880418; JP 10233088 A 19880425; US 18323188 A 19880419